

**IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE**

In re the Application of:

**Masahiko MATSUO et al.**

Serial No.: TBA

Filed: Herewith

For: METHOD FOR PROCESSING  
MAGNETIC RESONANCE IMAGING  
IMAGE INFORMATION AND  
MAGNETIC RESONANCE IMAGING  
SYSTEM

Atty. Dkt. No.: 001309.00049

**CLAIM FOR PRIORITY UNDER 35 U.S.C. § 119**

Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

The benefit of the filing date of the following prior foreign application is hereby requested for the above-identified application and the priority provided under 35 U.S.C. §119 is hereby claimed: (a certified copy of the foreign application is enclosed herewith)

Country	Application Number	Date of Filing (day, month, year)
Japan	P2002-298642	11 October 2002

It is requested that the file of this application be marked to indicate that the requirements of 35 U.S.C. §119 have been fulfilled and that the Patent and Trademark Office kindly acknowledge receipt of these documents.

Respectfully submitted,



Susan A. Wolfe  
Reg. No. 33,568

Date: October 7, 2003

Banner & Witcoff, Ltd.  
1001 G Street, N.W.  
Washington, D. C. 20001-4597  
Tel: (202) 824-3000  
Fax: (202) 824-3001  
SAW:lab

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日  
Date of Application:

2002年10月11日

出 願 番 号  
Application Number:

特願2002-298642

[ ST.10/C ]:

[ JP2002-298642 ]

出 願 人  
Applicant(s):

独立行政法人通信総合研究所

2003年 6月30日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

太田信一郎

出証番号 出証特2003-3051691

【書類名】 特許願

【整理番号】 CRL-02-129

【提出日】 平成14年10月11日

【あて先】 特許庁長官 太田 信一郎 殿

【国際特許分類】 G06T 5/00

【発明者】

【住所又は居所】 福岡県北九州市若松区ひびきの2-4 九州工業大学内

【氏名】 松尾 政彦

【発明者】

【住所又は居所】 東京都小金井市貫井北町4-2-1 独立行政法人通信  
総合研究所内

【氏名】 江田 英雄

【発明者】

【住所又は居所】 東京都小金井市貫井北町4-2-1 独立行政法人通信  
総合研究所内

【氏名】 宮内 哲

【特許出願人】

【識別番号】 301022471

【氏名又は名称】 独立行政法人通信総合研究所

【代理人】

【識別番号】 100085338

【弁理士】

【氏名又は名称】 赤澤 一博

【選任した代理人】

【識別番号】 100118245

【弁理士】

【氏名又は名称】 井上 敬子

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】明細書

【発明の名称】磁気共鳴イメージング画像情報処理方法及び磁気共鳴イメージング装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】測定対象に縦方向、横方向、高さ方向にそれぞれ所定の間隔で複数設けた測定点それぞれについて磁気共鳴スペクトル強度値を測定するとともに、各測定点における前記磁気共鳴スペクトル強度値の集合である磁気共鳴イメージング画像情報を、同一の測定対象についてそれぞれ異なるスペクトル強度測定方法により複数種類取得し、

これら複数種類の磁気共鳴イメージング画像情報それぞれについて、磁気共鳴イメージング画像情報に含まれる前記磁気共鳴スペクトル強度値の測定結果から直接的又は間接的に所定位置のスペクトル強度値を求めるとともに、前記所定位置を複数種類の磁気共鳴イメージング画像情報全てについて同一に設定し、

前記所定位置のスペクトル強度値間の線形演算を行い、新たな画像情報を導出することを特徴とする磁気共鳴イメージング画像情報処理方法。

【請求項 2】前記新たな画像情報が骨格を示す情報であることを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング画像情報処理方法。

【請求項 3】磁気縦緩和測定による磁気共鳴イメージング画像情報と、磁気横緩和測定による磁気共鳴イメージング画像情報とを取得することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の磁気共鳴イメージング画像情報処理方法。

【請求項 4】原子核密度測定による磁気共鳴イメージング画像情報をさらに取得することを特徴とする請求項 3 記載の磁気共鳴イメージング画像情報処理方法。

【請求項 5】少なくとも 1 種類の磁気共鳴イメージング画像情報について、前記所定位置の磁気共鳴スペクトル強度値を、前記磁気共鳴イメージング画像情報に含まれる前記磁気共鳴スペクトル強度値の測定結果から補間により求めるようにしていることを特徴とする請求項 1、2、3、又は 4 記載の磁気共鳴イメージング画像情報処理方法。

【請求項 6】前記磁気共鳴スペクトル強度値が水素原子核磁気共鳴スペクトル強度値であることを特徴とする請求項 1、2、3、4、又は 5 記載の磁気共鳴イメ

ーシング画像情報処理方法。

【請求項 7】前記所定位置のスペクトル強度値間の線形演算を行い得られた新たな画像情報と、X線CTを用いて得られる画像情報との比較をさらに行うことを特徴とする請求項 1、2、3、4、5、又は 6 記載の磁気共鳴イメージング画像情報処理方法。

【請求項 8】請求項 1、2、3、4、5、6 又は 7 記載の磁気共鳴イメージング画像情報処理方法に用いられ、少なくとも磁気共鳴イメージング画像情報を取得する情報取得部、所定の方法で取得した磁気共鳴イメージング画像情報を格納する第 1 取得画像情報格納部、前記所定の方法とは別の方法で取得した磁気共鳴イメージング画像情報を格納する第 2 取得画像情報格納部、これら第 1 取得画像情報格納部及び第 2 取得画像情報格納部に格納された磁気共鳴イメージング画像情報に基き線形計算を行う線形計算部、前記線形計算部の計算結果である新たな画像情報を格納する算出結果画像情報格納部、及び前記算出結果画像情報格納部に格納した画像情報に基き画像を出力する画像出力部として機能することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】第 1 取得画像情報格納部及び第 2 取得画像情報格納部に格納された磁気共鳴イメージング画像情報について 3 次元的に位置合わせを行うとともに、そのいずれか一方に格納された磁気共鳴イメージング画像情報から、他方の測定点と同一に設定した前記所定位置におけるスペクトル強度値を補間により求める補間計算部としても機能することを特徴とする請求項 8 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、人体等の 3 次元物体内部を非破壊検査する際に用いられる磁気共鳴イメージング画像情報処理方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、人体の内部を検査する際には、X線撮影が広く用いられてきた。人体に

X線を照射すると、X線は人体を透過するが、透過率は骨の部分では低いので、骨折箇所をX線写真により診断することができる。

【 0 0 0 3 】

しかし、X線を多量に人体に照射すると細胞が損傷するので、X線の照射は頻繁に行うことができないという問題がある。

【 0 0 0 4 】

この不具合を解消すべく、磁気共鳴現象を利用し、人体に磁場を照射して磁気共鳴スペクトル強度分布により人体の内部を検査する試みがなされている。（例えば、非特許文献 1 参照。）

【 0 0 0 5 】

【非特許文献 1】

松尾政彦、濱田博文、藤川尚宏、二宮英彰、江田英雄、宮内哲「光による脳機能計測のための構造画像処理の研究」、第 4 1 回日本エム・イー学会大会発表予稿集、p. 5 5

【 0 0 0 6 】

【発明が解決しようとする課題】

ところが、骨格等、いくつかの部位については通常の磁気共鳴イメージング画像では像が現れず、このような部位を非破壊で検査する新たな方法が求められている。

【 0 0 0 7 】

これ以外でも、3次元物体内部を非破壊検査する際に、通常の磁気共鳴イメージング画像では求める画像情報が得られない場合があり、このような場合に対応する新たな方法が求められている。

【 0 0 0 8 】

本発明は以上に述べた課題を解決し、3次元物体内部を放射線等の有害電磁波を用いずに非破壊検査する新たな方法を提供するものである。

【 0 0 0 9 】

【課題を解決するための手段】

すなわち本発明に係る磁気共鳴イメージング画像情報処理方法は、測定対象に

縦方向、横方向、高さ方向にそれぞれ所定の間隔で複数設けた測定点それぞれについて磁気共鳴スペクトル強度値を測定するとともに、各測定点における前記磁気共鳴スペクトル強度値の集合である磁気共鳴イメージング画像情報を、同一の測定対象についてそれぞれ異なるスペクトル強度測定方法により複数種類取得し、これら複数種類の磁気共鳴イメージング画像情報それぞれについて、磁気共鳴イメージング画像情報に含まれる前記磁気共鳴スペクトル強度値の測定結果から直接的又は間接的に所定位置のスペクトル強度値を求めるとともに、前記所定位置を複数種類の磁気共鳴イメージング画像情報全てについて同一に設定し、前記所定位置のスペクトル強度値間の線形演算を行い、新たな画像情報を導出することを特徴とする。

## 【 0 0 1 0 】

このような方法であれば、例えば水分子中の水素原子核の磁気縦緩和速度は低く、磁気横緩和速度は高いことに着目し、磁気縦緩和測定の磁気共鳴イメージング画像及び磁気横緩和測定の磁気共鳴イメージング画像を同一の生体について取得し、水分子中の水素原子核に由来するスペクトルを消去して骨格の画像を導出する等、有害なX線を照射することなく測定対象内部を非破壊で検査できる。

## 【 0 0 1 1 】

このような磁気共鳴イメージング画像を用いた検査を好適に行うことができる態様として、前記新たな画像情報が骨格を示す情報であるものが挙げられる。

## 【 0 0 1 2 】

このような磁気共鳴イメージング画像を用いた検査を実施する方法の一例として、磁気縦緩和測定による磁気共鳴イメージング画像情報と、磁気横緩和測定による磁気共鳴イメージング画像情報とを取得するものが挙げられる。

## 【 0 0 1 3 】

さらに、このような磁気共鳴イメージング画像を用いた検査を実施する方法の他の一例として、磁気縦緩和測定による磁気共鳴イメージング画像情報と、磁気横緩和測定による磁気共鳴イメージング画像情報とに加えて、原子核密度測定による磁気共鳴イメージング画像情報をさらに取得するものが挙げられる。

## 【 0 0 1 4 】



磁気共鳴イメージング画像の取得の際には、測定の種類によりそれぞれ異なる測定点が設定されていることが多いが、同一の所定位置のスペクトル強度を求めるには、少なくとも 1 種類の磁気共鳴イメージング画像情報について、前記所定位置の磁気共鳴スペクトル強度値を、前記磁気共鳴イメージング画像情報に含まれる前記磁気共鳴スペクトル強度値の測定結果から補間により求めるようにすればよい。このようにすれば、例えばある 1 種類の磁気共鳴イメージング画像情報の測定点を所定位置とし、他の磁気共鳴イメージング画像情報については得られた測定点の磁気共鳴スペクトル強度値から前記所定位置の磁気共鳴スペクトル強度値を補間により求めて新たな画像情報を容易に求めることができる。

## 【 0 0 1 5 】

磁気共鳴イメージング画像を容易に得るようにするためには、前記磁気共鳴スペクトル強度値が水素原子核磁気共鳴スペクトル強度値であるようにすればよい。生体中には水素原子が多数含まれ、また、水素原子の原子核磁気共鳴の感度は他の原子核のほとんどに比べて高いからである。

## 【 0 0 1 6 】

さらに、骨の状態をより正確に得るには、前記所定位置のスペクトル強度値間の線形演算を行い得られた新たな画像情報と、X線CTを用いて得られる画像情報との比較をさらに行うようにするとよい。X線CTを用いると、骨の位置又は／及び状態を示す画像データを直接得ることができるからである。ここで、本発明において「所定位置のスペクトル強度値間の線形演算を行い得られた新たな画像情報と、X線CTを用いて得られる画像情報との比較をさらに行う」とは、これらの画像情報を同一画面上に同時に出力し、またはこれらの画像情報とともに用紙等の印刷媒体に出力して、これらの画像情報を同時に視認可能な状態にすること、及びこれらの画像情報の間で前記所定位置のスペクトル強度値間の線形演算を行い、さらに新たな画像情報を導出すること等を含む概念である。

## 【 0 0 1 7 】

このような磁気共鳴イメージング画像情報処理方法に用いられる磁気共鳴イメージング装置としては、少なくとも磁気共鳴イメージング画像情報を取得する情報取得部、所定の方法で取得した磁気共鳴イメージング画像情報を格納する第 1

取得画像情報格納部、前記所定の方法とは別の方法で取得した磁気共鳴イメージング画像情報を格納する第2取得画像情報格納部、これら第1取得画像情報格納部及び第2取得画像情報格納部に格納された磁気共鳴イメージング画像情報に基づき線形計算を行う線形計算部、前記線形計算部の計算結果である新たな画像情報を格納する算出結果画像情報格納部、及び前記算出結果画像情報格納部に格納した画像情報に基づき画像を出力する画像出力部として機能するものを用いるとよい。

## 【 0 0 1 8 】

さらに、第1取得画像情報格納部及び第2取得画像情報格納部に格納された磁気共鳴イメージング画像情報について3次元的に位置合わせを行い、そのいずれか一方に格納された磁気共鳴イメージング画像情報から、他方の測定点と同一に設定した前期所定位置におけるスペクトル強度値を補間により求める補間計算部としても機能するものであれば、第1取得画像情報格納部と第2取得画像情報格納部とに格納された磁気共鳴イメージング画像情報の測定点が異なるものであっても、同一の所定位置のスペクトル強度値をそれぞれ求めて線形演算を行うことができるようになる。

## 【 0 0 1 9 】

## 【発明の実施の形態】

以下に本発明の一実施形態について図面を参照して述べる。

## 【 0 0 2 0 】

本実施形態に係る磁気共鳴イメージング画像情報処理方法は、図1に示すような磁気共鳴イメージング装置（以下MRI装置）Mを用いるものであり、このMRI装置Mにより、磁気縦緩和測定（以下 $T_1$ 測定）による磁気共鳴イメージング画像情報と、磁気横緩和測定（以下 $T_2$ 測定）による磁気共鳴イメージング画像情報を取得して行う。

## 【 0 0 2 1 】

前記MRI装置Mは、医療検査用として広く用いられている周知のものと同様の構成を有し、同様に作用して $T_1$ 測定による磁気共鳴イメージング画像情報及び $T_2$ 測定による磁気共鳴イメージング画像情報を取得する。ここで、本実施形

態では人体の左右方向に x 軸、前後方向に y 軸、上下方向に z 軸を設定していて、x y 平面をスライス画像平面とし、このスライス画像平面上にマトリクスをさらに設定している。測定点は、測定対象たる被験者の人体の左右方向及び前後方向、すなわち前記 x 軸方向及び y 軸方向には同一ピッチで同一マトリクス点数を設定している。

#### 【 0 0 2 2 】

このMRI装置Mは、機能ブロック図を図2に示すように、磁気共鳴イメージング画像情報を取得する情報取得部1、 $T_1$ 測定により取得した磁気共鳴イメージング画像情報を格納する第1取得画像情報格納部2、 $T_2$ 測定により取得した磁気共鳴イメージング画像情報を格納する第2取得画像情報格納部3、及び画像を出力する画像出力部8として機能する。前記第1取得画像情報格納部2及び前記第2取得画像情報格納部3は、それぞれこのMRI装置Mの内部メモリのメモリ空間に構成している。そして、取得した磁気共鳴イメージング画像情報は、前記第1取得画像情報格納部2及び前記第2取得画像情報格納部3に、図3に示すように格納している。具体的には、各位置でのスペクトル強度値は、最高を「6 5 5 3 5」、最低を「0」とする16ビット（6 5 5 3 6段階）の数値で示していて、z枚目のスライス画像平面のマトリクス点（x、y）のスペクトル強度をz枚目のx列y段に格納している。ここで、水のスペクトル強度は、 $T_1$ 測定では低く、 $T_2$ 測定では高い。骨のスペクトル強度は、 $T_1$ 測定、 $T_2$ 測定のいずれにおいても低い。脳のスペクトル強度は、 $T_1$ 測定、 $T_2$ 測定のいずれにおいても中程度だが、 $T_1$ 測定においてやや高い値を示す。皮膚のスペクトル強度は、 $T_1$ 測定では中程度で、 $T_2$ 測定ではやや高い。以上に述べた傾向を図4に示す。また、 $T_1$ 測定により得られる画像の一例を図5、 $T_2$ 測定により得られる画像の一例を図6にそれぞれ示す。

#### 【 0 0 2 3 】

しかして、本実施形態では、これら2つの磁気共鳴イメージング画像情報に対して、同一位置のスペクトル強度同士を線形演算して、頭部の骨格を示す画像情報を得るようにしている。

#### 【 0 0 2 4 】

具体的には、図 2 に示すように、この M R I 装置 M を補間処理部 4、補間処理結果情報格納部 5、線形計算部 6、及び算出結果画像情報格納部 7 としても機能するようにしている。前記補間処理結果情報格納部 5 及び前記算出結果画像情報格納部 7 は、いずれもメモリ空間に構成している。前記補間処理部 4 は、 $T_1$ 測定により得られた磁気共鳴イメージング画像情報と  $T_2$ 測定により得られた磁気共鳴イメージング画像情報とを 3 次元的に位置合わせし、 $T_2$ 測定により得られた磁気共鳴イメージング画像情報から  $T_1$ 測定に用いた測定点と同一位置のスペクトル強度を補間により求めるようにしている。前記補間処理結果情報格納部 5 は、前記補間処理部 4 による計算結果を格納している。前記線形計算部 6 は、前記第 1 取得画像情報格納部 2 に格納されたスペクトル強度値をビット反転するとともに、このビット反転の結果と前記補間処理結果情報格納部 5 に格納されたスペクトル強度値の定数  $a$  倍との差を計算するようにしている。ここで、定数  $a$  は水のスペクトル強度の計算結果が 0 になるように設定している。前記算出結果画像情報格納部 7 は、算出した結果の集合である算出結果画像情報を格納している。

#### 【 0 0 2 5 】

さらに、具体的な処理の流れを、図 7 及び図 8 を参照して以下に示す。まず、情報取得部 1 が  $T_1$ 測定を行い、結果を第 1 取得画像情報格納部 2 に格納する（S 1）。次いで、同じく情報取得部 1 が  $T_2$ 測定を行い、結果を第 1 取得画像情報格納部 2 に格納する（S 2）。それから、 $T_1$ 測定により得られた磁気共鳴イメージング画像情報と  $T_2$ 測定により得られた磁気共鳴イメージング画像情報とを 3 次元的に位置合わせし、この  $T_2$ 測定より得られた磁気共鳴イメージング画像情報から、 $T_1$ 測定に用いた測定点と同一位置のスペクトル強度を補間処理部 4 が補間により求め、補間処理結果情報格納部 5 に格納する（S 3）。具体的には、上述したようにマトリクスの大きさは同一であり、スライス幅を大きくしているので、両側最寄りのスライスの同一マス目のマトリクスのスペクトル強度値から求める測定点のスペクトル強度値を線形補間により求める。ここまでの処理の流れを図 7 に示す。それから、図 8 に示すように、マトリクスの  $x$  方向、すなわち図 3 の列を表す変数  $x$ 、マトリクスの  $y$  方向、すなわち図 2 の段を表す変数

y、スライス画像の番号を表す変数 z を予め 1 にリセットし (S 4)、z 枚目の x 列 y 段の信号強度について、第 1 取得画像情報格納部 2 の z 枚目の x 列 y 段のスペクトル強度値をビット反転したもののから補間処理結果情報格納部 5 の z 枚目の x 列 y 段のスペクトル強度値の a 倍を減じた値を算出結果画像情報格納部 7 に格納する (S 5、線形計算ステップ)。すなわち、求めるスペクトル強度値を t、 $T_1$  測定により得られたスペクトル強度値を  $t_1$ 、 $T_2$  測定により得られたスペクトル強度値を  $t_2$  とおくと、

$$t = (65535 - t_1) - a t_2$$

で表される線形演算を行い、算出結果画像情報格納部 7 の z 枚目の x 列 y 段の位置に格納する。そして、x がマトリクスのマス目数に一致しているか否かの判定を行い (S 6)、一致していない場合には x に 1 を加算して (S 7) 線形計算ステップに戻る。一方、一致している場合には、次いで y がマトリクスのマス目数に一致しているか否かの判定を行い (S 8)、一致していない場合には y に 1 を加算するとともに x を 1 にリセットして (S 9) 線形計算ステップに戻る。一方、一致している場合には、さらに z がスライス画像の枚数に一致しているか否かの判定を行い (S 10)、一致していない場合には z に 1 を加算するとともに x 及び y を 1 にリセットして (S 11) 線形計算ステップに戻る。そして、z がスライス画像の枚数に一致していた場合には、以上のステップで算出結果画像情報格納部 7 に格納した画像情報に基き画像を出力する (S 12)。

#### 【0026】

このように画像情報を得るようにすることで、通常の MRI 測定検査では得られない骨格の形状データを、人体に有害な放射線を用いることなく取得することができる。特に、人間の頭部にこの磁気共鳴イメージング画像情報処理方法を用いると、頭蓋骨の形状を得ることができ、頭蓋骨の骨折箇所の判定等をより安全に行うことができるようになる。

#### 【0027】

なお、本発明は上述した実施の形態に限られない。

#### 【0028】

例えば、水素原子核密度測定による磁気共鳴イメージング画像情報を用いるよ

うにしてもよい。さらに、この水素原子核密度測定による磁気共鳴イメージング画像情報と、磁気縦緩和測定による磁気共鳴イメージング画像情報と、磁気横緩和測定による磁気共鳴イメージング画像情報との3種類の画像情報の間で所定位置のスペクトル強度値間の線形演算を行い、新たな画像情報を得るようにしてもよい。この水素原子核密度測定による各部のスペクトル強度は、図4に示すように、磁気縦緩和測定及び磁気横緩和測定による各部のスペクトル強度とさらに異なる傾向を示すので、線形演算の変数にこの水素原子核密度測定による所定位置のスペクトル強度値をも採用すると、さらに新たな情報を得ることができ得る。

#### 【0029】

また、人体の骨格以外の部分、さらに人体以外に関する情報を得るために以上に述べたような磁気共鳴イメージング画像情報処理方法を用いてもよい。その際、線形演算のアルゴリズムは、求める情報の種類により任意に設定してもよい。

#### 【0030】

さらに、1種類の磁気共鳴イメージング画像情報の測定点に対応させて所定位置を決定するのでなく、MRI装置が取得した磁気共鳴イメージング画像情報の測定点とは無関係に任意に所定位置を決定し、取得した磁気共鳴イメージング画像情報全てについて所定位置のスペクトル強度値を補間により求めてもよい。加えて、補間のアルゴリズムは、上述した実施形態で用いた線形補間でなく、他のアルゴリズムを採用してもよい。

#### 【0031】

そして、水素原子核だけでなく、炭素原子核や窒素原子核等、他の原子核の核磁気共鳴スペクトルを用いてもよい。

#### 【0032】

加えて、磁気イメージング画像情報により得られた画像情報とX線CTにより得られる画像情報を比較してもよい。具体的には、磁気イメージング画像情報により得られた画像情報とX線CTにより得られる画像情報とを同一画面上に同時に出力し、またはこれらの画像情報とともに用紙等の印刷媒体に出力して、これらの画像情報を同時に視認可能な状態にすることや、これらの画像情報の間で前記所定位置のスペクトル強度値間の線形演算を行い、さらに新たな画像情報を導

出すること等を行うとよい。このようにすれば、X線CTによる骨の位置を直接示す情報との比較を行い、骨の状態をより正確に得ることができる。

【 0 0 3 3 】

その他、本発明の趣旨を損ねない範囲で種々に変形してよい。

【 0 0 3 4 】

【発明の効果】

本発明は、複数の磁気共鳴イメージング画像情報間の線形演算により、骨格を示す画像情報等、測定対象内部の状態を示す新たな画像情報を導出するようにしているので、測定対象内部の非破壊検査を行う際に人体に有害なX線等の放射線を用いる必要がなくなり、このような検査の安全性の向上を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の一実施形態に係る磁気共鳴イメージング画像情報処理方法に用いるMRI装置を示す概略図。

【図 2】

同実施形態に係るMRI装置の機能ブロック図。

【図 3】

同実施形態に係るMRI装置が取得した磁気共鳴イメージング画像情報の格納の態様を示す概略図。

【図 4】

同実施形態に係るMRI装置が取得した画像の各部の信号強度の傾向を示す図。

【図 5】

同実施形態に係るMRI装置が磁気縦緩和測定により取得した画像の一例を示す図。

【図 6】

同実施形態に係るMRI装置が磁気横緩和測定により取得した画像の一例を示す図。

【図 7】

同実施形態に係る磁気共鳴イメージング画像情報処理方法における処理の流れを示すフローチャート。

【図 8】

同実施形態に係る磁気共鳴イメージング画像情報処理方法における処理の流れを示すフローチャート。

【符号の説明】

M…磁気共鳴イメージング装置

1…情報取得部

2…第 1 取得画像情報格納部

3…第 2 取得画像情報格納部

4…補間処理部

6…線形計算部

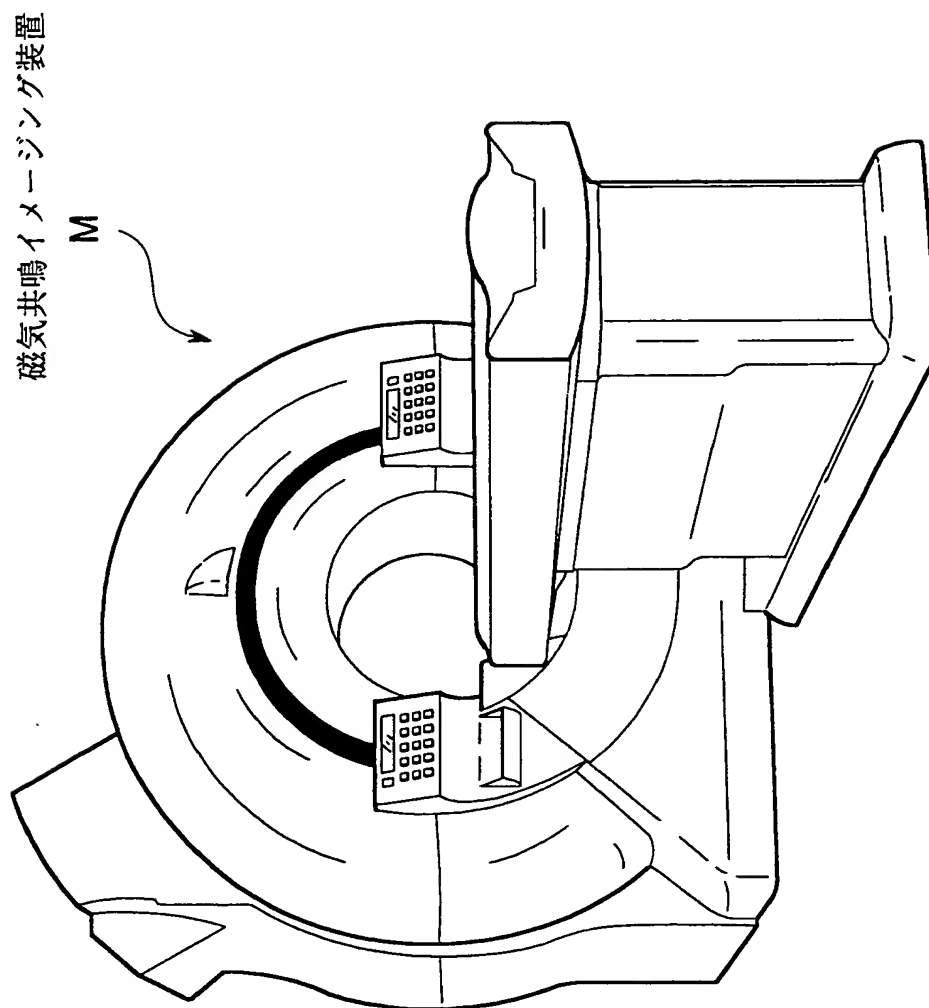
7…算出結果画像情報格納部

8…画像出力部

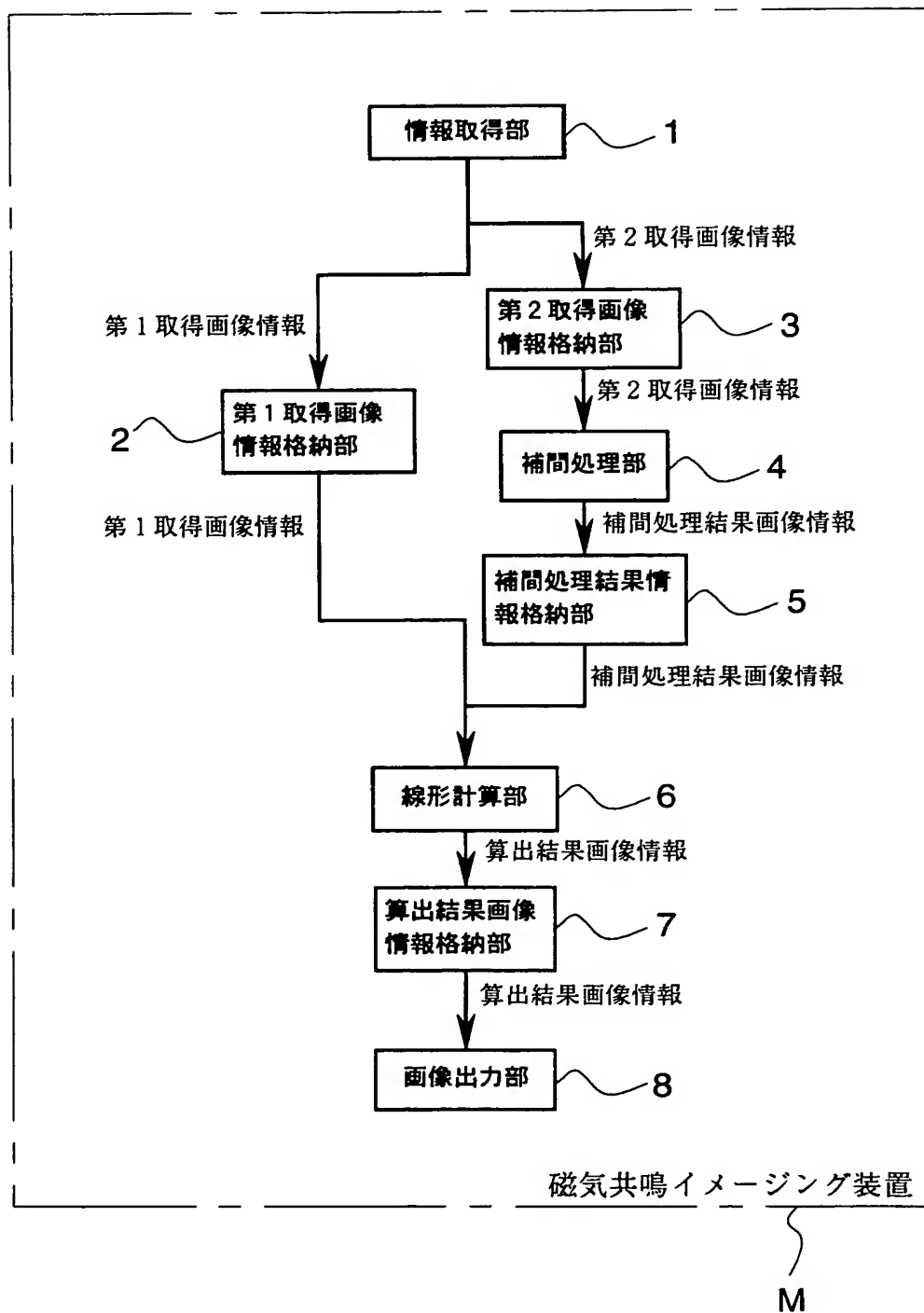


【書類名】 図面

【図 1】



【図 2】



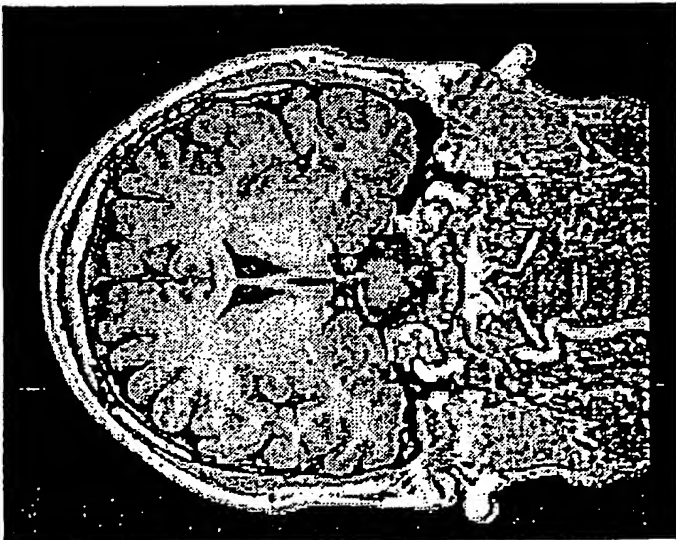
【図 3】

1枚目	1列目	2列目	3列目	4列目	5列目	...	256列目
1段目	0	0	0	0	512	...	0
2段目	0	0	0	0	511	...	0
3段目	0	0	0	523	542	...	0
4段目	0	0	0	498	538	...	0
5段目	0	0	425	550	635	...	0
∴	∴	∴	∴	∴	∴	...	∴
256段目	0	0	0	0	439	...	0
2枚目	1列目	2列目	3列目	4列目	5列目	...	256列目
1段目	0	0	0	0	653	...	0
∴	∴	∴	∴	∴	∴	...	∴

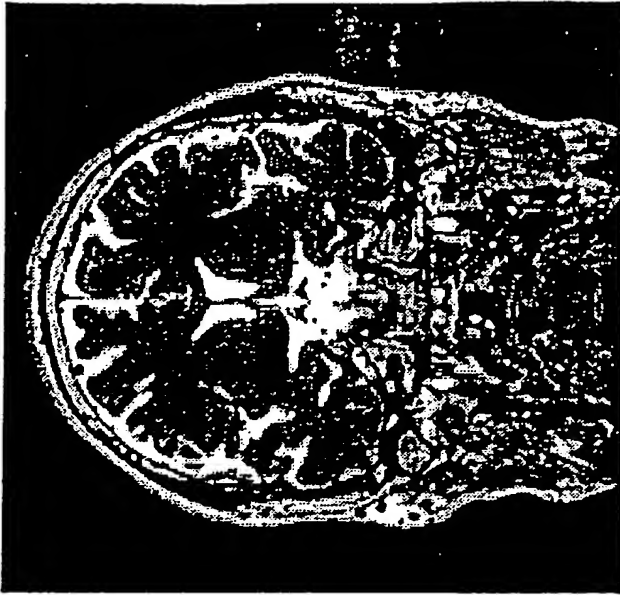
【図 4】

	T <sub>1</sub> 測定信号	T <sub>2</sub> 測定信号	水素原子核密度 測定信号
水	低い	高い	高い
骨	低い	低い	低い
脳	中程度で やや高い	中程度	やや高い
皮膚	中程度	やや高い	やや高い

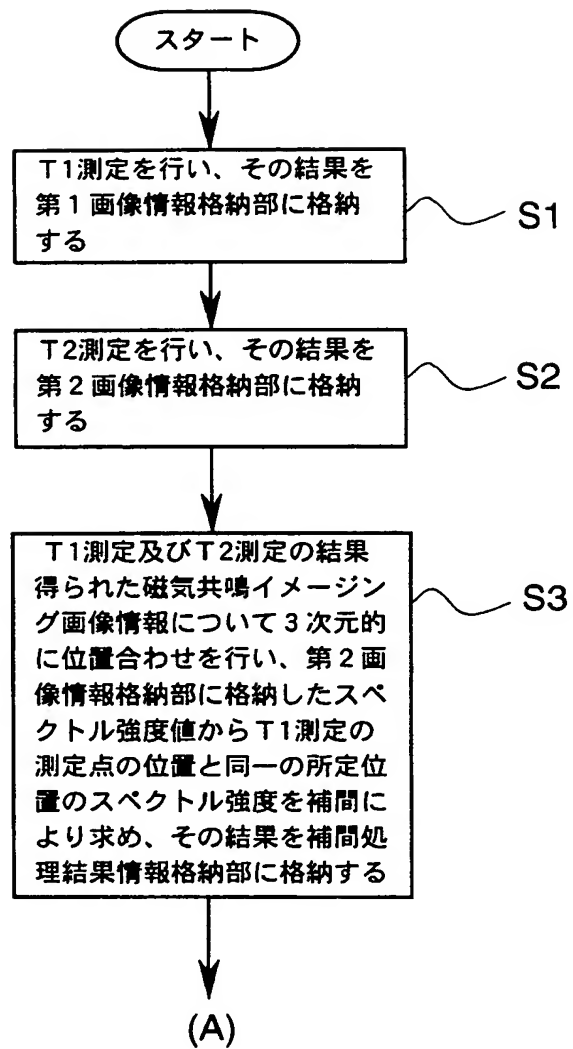
【図 5】



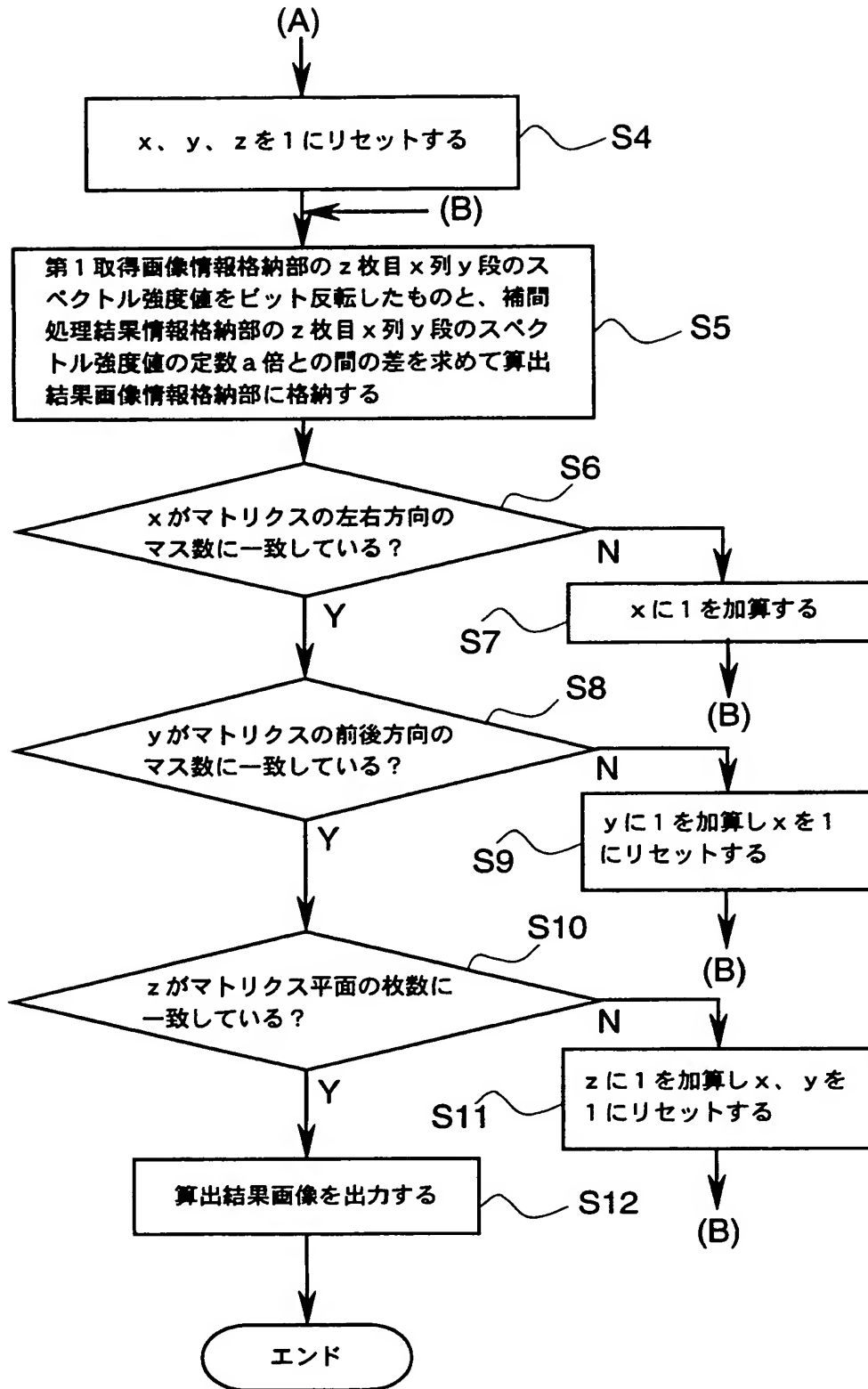
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 人体に有害な放射線を用いることなく、従来のMRI測定により得られなかった種類の測定対象内部の非破壊検査を行う。

【解決手段】 測定対象に縦方向、横方向、高さ方向にそれぞれ所定の間隔で複数設けた測定点それぞれについて磁気共鳴スペクトル強度値を測定するとともに、各測定点における前記磁気共鳴スペクトル強度値の集合である磁気共鳴イメージング画像情報を、同一の測定対象についてそれぞれ異なるスペクトル強度測定方法により複数種類取得し、これら複数種類の磁気共鳴イメージング画像情報それぞれについて、磁気共鳴イメージング画像情報に含まれる前記磁気共鳴スペクトル強度値の測定結果から直接的又は間接的に所定位置のスペクトル強度値を求めるとともに、前記所定位置を複数種類の磁気共鳴イメージング画像情報全てについて同一に設定し、前記所定位置のスペクトル強度値間の線形演算を行い、新たな画像情報を導出するようにした。

【選択図】 図 8



出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [ 3 0 1 0 2 2 4 7 1 ]

1. 変更年月日	2 0 0 1 年 4 月 2 日
[変更理由]	新規登録
住 所	東京都小金井市貫井北町 4 - 2 - 1
氏 名	独立行政法人通信総合研究所